

Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten (Direktor: Prof.Dr.F.Schübel)
Westdeutsche Kieferklinik der Universität Düsseldorf
Abteilung für Prothetik und Defektprothetik

DAS CREEPVERHALTEN ZAHNÄRZTLICHER AMALGAME
IN ABHÄNGIGKEIT VON DER INNEREN GEOMETRIE
EINER ANMISCHKAPSEL

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Stefan Erdmann

1980



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41533920_0025

Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten (Direktor: Prof.Dr.F.Schübel)
Westdeutsche Kieferklinik der Universität Düsseldorf
Abteilung für Prothetik und Defektprothetik

DAS CREEPVERHALTEN ZAHNÄRZTLICHER AMALGAME

IN ABHÄNGIGKEIT VON DER INNEREN GEOMETRIE

EINER ANMISCHKAPSEL

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Stefan Erdmann

1980

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan der Medizinischen

Referent

Fakultät der Universität

gez.: Prof.Dr. H.J.Rehberg

Düsseldorf

Korreferent

gez.: Prof.Dr. M.Straßburg

gez.: Prof.Dr. H.Böttger

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
3. Problemstellung	4
4. Experimenteller Teil	6
4.1. Material	6
4.2. Herstellen der Prüfkörper	8
4.3. Meßapparatur	16
4.4. Messung des statischen Creeps	18
4.5. Statistische Aussagen	18
5. Meßergebnisse	20
5.1. Ablauf der Versuchsreihen	20
5.2. Erklärung der Tabellen und Abbildungen	31
6. Diskussion	33
7. Zusammenfassung	38
8. Literaturverzeichnung	40



1. Einleitung

Amalgame sind Legierungen des Quecksilbers. In der Zahnheilkunde unterscheidet man die Kupferamalgame von den Silberamalgame. Die Nachteile des Kupferamalgams überwiegen in solcher Weise, daß sie heute nicht mehr verwendet werden sollen (32).

Silberamalgame werden aus Silber-Zinn-Legierungen mit geringen Zusätzen anderer Metalle hergestellt und kommen in Form von Spänen, Kugeln, Folien, Nadeln oder Feilung in den Handel. Durch das Anmischen mit Quecksilber werden sie zu dem eigentlichen Amalgam.

Zur Geschichte des Amalgams soll hier lediglich erwähnt werden, daß Amalgame seit ca. 80 Jahren von Black (6) und Witzel (36) wissenschaftlich erforscht und zur Füllungstherapie verwendet werden.

In der heutigen konservierenden Zahnheilkunde sind die Amalgame noch immer das wichtigste Zahnfüllungsmaterial im nicht sichtbaren Bereich und unter der Berücksichtigung von klinischer Eignung und wirtschaftlichen Faktoren vorläufig durch nichts zu ersetzen.

(Stellungnahme der DGZMK November 1979)

Der Anteil der Amalgamfüllungen beträgt 50-75% von allen Füllungen, die in der gesamten Welt gelegt werden und ca. 95% aller Metallfüllungen (32).

Dreyer-Jorgensen erwähnt, daß ca. 10 Millionen Amalgam-

füllungen täglich hergestellt werden (12), wobei unterschiedlichste Alloytypen zur Anwendung kommen. Er unterscheidet auf Grund der verschiedenen chemischen Zusammensetzung folgende Alloytypen:

1. zinkhaltiges, konventionelles Alloy
2. zinkfreies, konventionelles Alloy
3. zinkhaltiges, voramalgamiertes Alloy
4. zinkfreies, voramalgamiertes Alloy
5. kupferreiches Alloy

Um die Amalgame für wissenschaftliche Tests vergleichbar zu machen und unter reproduzierbaren Bedingungen herstellen zu können, mußte eine Normung stattfinden, die in allen Ländern Anerkennung fand.

Vorbild war hierfür die American Dental Association (1934) mit einer Spezifikation für Dentalamalgame. Wenig später folgten andere Länder und Organisationen mit ähnlichen Standardspezifikationen (Australien 1949, FDI 1957, ISO 1970). Ständig werden diese Normen verbessert und den gegebenen Verhältnissen (klinische Untersuchungen, neue Materialien) angepaßt (1, 2, 3, 4, 7, 11, 14, 16,).

2.Literaturübersicht

Seit ca. 15 Jahren hat sich die Erkenntnis durchgesetzt, daß der Creep ein wichtiges Kriterium für die klinische Qualität eines Amalgams ist(5,19,23,).

Unter Creep versteht man die langsame,bleibende Verformung eines Metalls unter einer mechanischen Spannung(10). Nach Osborne,Jorgensen,Mahler u.a.,ist der im klinischen Bereich oft zu beobachtende Randbruch einer Amalgamfüllung in einem bestimmten Zusammenhang mit den physikalischen Eigenschaften, speziell des Creeps,zu sehen (19,20,21,22,23,24,28).

Es entstehen Randspalten,die zu einem erneuten Auftreten des kariösen Prozesses führen.

Je niedriger der Creep eines Amalgams,umso geringer ist die Gefahr von Kantenbrüchen bei Amalgamfüllungen. Nach Mahler(23)gibt es für wissenschaftliche Untersuchungen kaum signifikante Unterschiede zwischen dem dynamischen und dem statischen Creep.

Diesen Erkenntnissen wurden auch die Spezifikationen angepaßt.Man verlangt heute immer mehr anstelle der früheren Bestimmung des Flow-Wertes,die Berechnung des statischen Creeps(DIN 13904, Juli 1979).

In der ADA Spezifikation Nr.1 wurde der Creep von 5% (1974) auf 3% (1979) heruntergesetzt.

3. Problemstellung

Sinn und Zweck dieser Arbeit ist es, in Anlehnung an die Dissertationen von H. Plümer (29) und D. Plümer (30), das Creepverhalten von Amalgamen in Abhängigkeit der inneren Geometrie einer Anmischkapsel zu untersuchen.

Als Mischgerät diente der Degussa Mischer Dentomat^R, an dem die Originalkapsel (Abb. 1 u. 2) durch eine selbst konstruierte Kapselform ersetzt wurde (Abb. 3 u. 4).

Durch Veränderung der inneren Kapselform sollte deren Einfluß auf das Creepverhalten von verschiedenen Amalgamen bestimmt werden.

O.E. Jetzer (17) untersuchte 1978 ca. 20 auf dem Markt befindliche, vordosierte Kapselamalgame. Sein Hauptaugenmerk galt der Dichtigkeit der Kapseln (Hg-Kontaminationsgefahr), dem Anwendungskomfort, der Überprüfung von Herstellerangaben und der Preiswürdigkeit auf dem Markt. Klinische Gesichtspunkte und physikalische Eigenschaften der Amalgame wurden von ihm nicht berücksichtigt.

Die Vor- und Nachteile der Verkapselung faßte er wie folgt zusammen (18) :

Vorteile der Kapselamalgame:

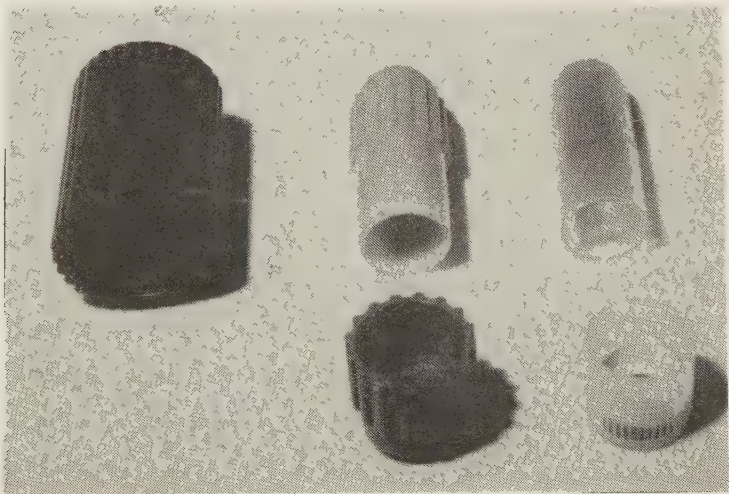
- genaue und konstante Dosierung mit immer gleicher, reproduzierbarer Konsistenz des verarbeitungsfertigen Materials

- Vermeidung der Entmischung verschieden schwerer Anteile bei den Mischungen
- rationeller und sauberer Arbeitsverlauf
- Ausschaltung der Gefahr einer Hg- Kontamination unter Vorbehalt korrekter Arbeitsweise und zweckmäßiger Kapselkonstruktion

Dem gegenüber stehen folgende Nachteile der Kapselamalgame:

- Verteuerung durch die Verkapselung, verbunden mit mangelnder Preistransparenz, bedingt durch verschiedene Einfüllgewichte und uneinheitliche Herstellerangaben
- unterschiedlichste Kapselkonstruktionen, deren Zweckmäßigkeit nur schwer zu beurteilen ist.

Abb. 1



Dentomat-Schraubkapsel, Tytin-Kapsel, Ivoclar-Kapsel

4.Experimenteller Teil

4.1.Material

Es wurden drei verschiedene Silberamalgame DISPERSALLOY, LUMICON und STANDALLOY F untersucht:

Bezeichnung	Hersteller	Charge Nr.
^R DISPERSALLOY	Johnson & Johnson	7 K 618
	USA	
^R LUMICON	Bayer AG	0314 L
	Germany	
^R STANDALLOY F	Degussa	80327
	Germany	

Die ISO Nr. 1559 (1978, 16) verlangt folgende Zusammensetzung des Alloys:

Silber	min.	65 Gew.%
Zinn	max.	29 Gew.%
Kupfer	max.	6 Gew.%
Quecksilber	max.	3 Gew.%
Zink	max.	2 Gew.%

Im Gegensatz dazu die neue DIN 13904 (11):

Silber	min.	65 Gew.%
Zinn	max.	29 Gew.%
Kupfer	max.	15 Gew.%
Quecksilber	max.	3 Gew.%
Zink	max.	2 Gew.%

Die Zusammensetzung der Alloys nach Angaben der Hersteller:

DISPERSALLOY^R: Ag 70%, Sn 16%, Cu 13%, Zn 1%
nicht aktiviert
Zusatz von eutektischen, sphärischen
Silber-Kupfer-Partikeln

LUMICON^R : Ag 68%, Sn 27%, Cu, Zn, Hg ad 100%
voramalgamiert

STANDALLOY F^R : Ag 70%, zinkfrei, aktiviert

DISPERSALLOY wurde, obwohl es nicht der ADA Spezifikation Nr.1 (2), der ISO R 1559 (16), jedoch der neuen DIN 13904 (11) entspricht, in die Testreihe aufgenommen, da es sich seit 1963(Innes, Youdelis 15) auf dem Markt befindet und jahrelange klinische Erfahrung und wissenschaftliche Tests gezeigt haben, daß DISPERSALLOY zu den derzeit besten Dentalalloys gehört(Mahler 22, CDA 7, Dermann 9, Duperon 13, Manohar 25 u.a.).

Die ADA "List of Certified Dental Materials and Devices" übernahm DISPERSALLOY im Januar 1977 (4).

Die guten Testergebnisse von DISPERSALLOY erklären sich dadurch, daß infolge Zusatzes von Silber-Kupfer-Eutektikum die sehr unedle, weiche und korrosionsanfällige gamma 2-Phase (Sn_xHg_y) nicht mehr gebildet wird. Statt dessen entsteht eine stabile Kupfer-Zinn-Phase.

LUMICON ist ein herkömmliches, voramalgamiertes Alloy und entspricht allen oben erwähnten Spezifikationen für ein Dentalalloy.

STANDALLOY F ist ebenso ein herkömmliches, zinkfreies, voramalgamiertes, feinspaniges Alloy.

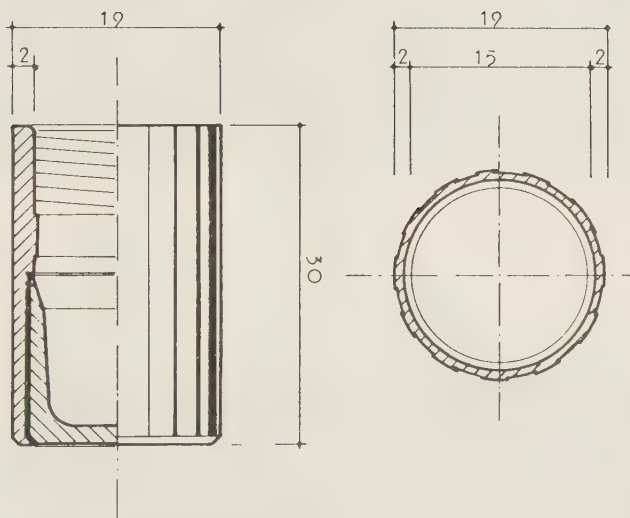
4.2. Herstellen der Prüfkörper

Zur maschinellen Trituration wurde der heute in den meisten europäischen Praxen stehende Dentomat verwendet(17). Die Frequenz, welche mit 2700 U/min angegeben wird, schwankte bei eigenen Messungen je nach Belastung(Kapselform) zwischen 2600- 2700 U/min.

Die Originalkapsel des Dentomaten(Abb.1 u.2) wurde durch eine Kapsel mit zwei wechselbaren Endstücken ersetzt (Abb.3 u.4) und mit einer Überwurfmutter am Dentomat aufgeschraubt(Abb.5).

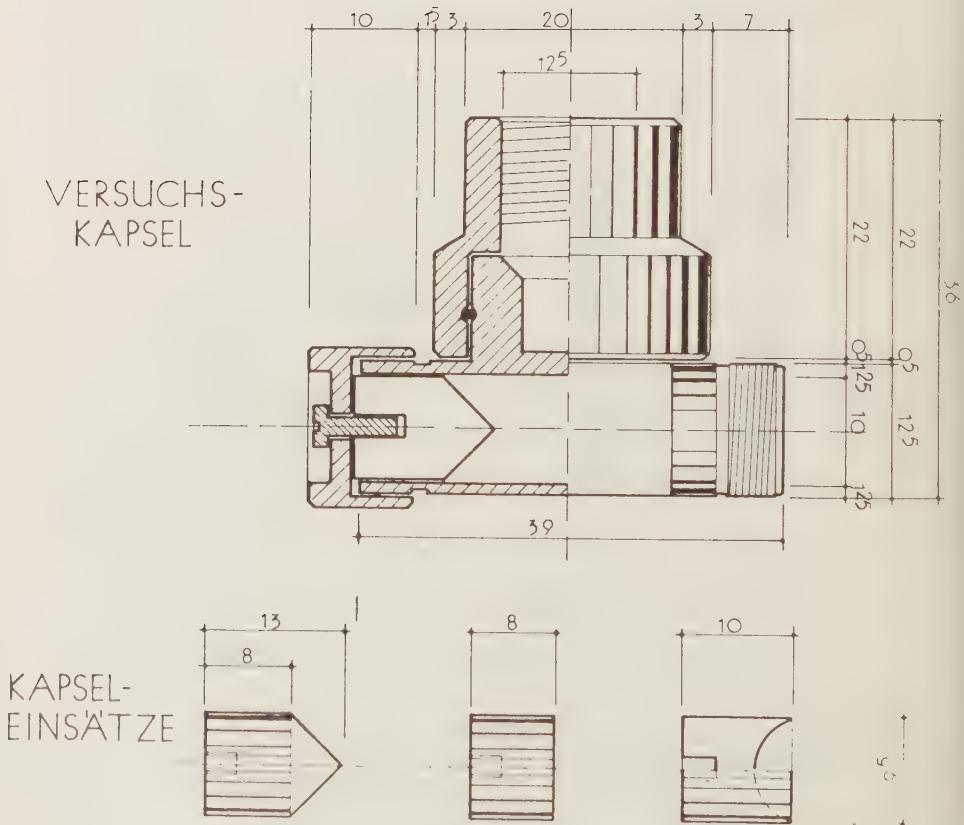
Insgesamt ergaben sich vier verschiedene innere Kapselformen, wobei die Originalkapsel als Vergleich und Maßstab für die veränderte Kapsel diente.

Abb. 2



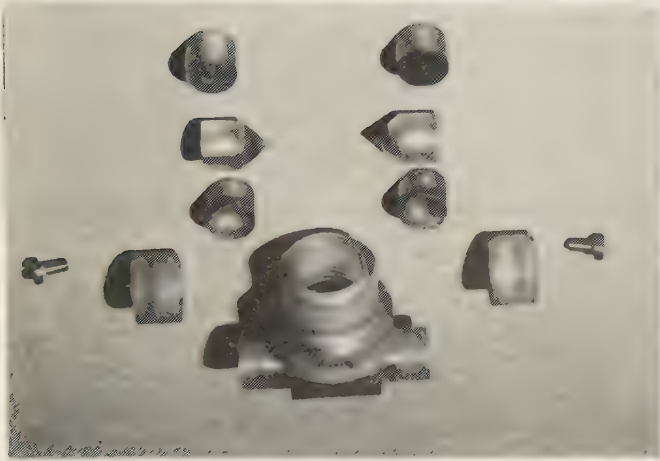
Schnitt und Ansicht der Originalkapsel

Abb. 3



Schnitt und Ansicht der Versuchskapsel

Abb. 4



Versuchskapsel mit den Einsätzen B, C, D.

Abb. 5



Versuchskapsel am Dentomat

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte entsprechend der ADA Spezifikation Nr.1 (2), aber bei $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$.

Das Alloy wurde auf einer Analysenwaage abgewogen und in die Kapseln gefüllt. Die Zugabe des Quecksilbers erfolgte mit dem Degussa-Dosierer($\pm 1\text{mg}$).

Mischungsverhältnis und Trituration wurden nach Angaben des Herstellers vorgenommen:

Alloy	Verhältnis Alloy:Hg	Alloy:Hg(mg)	Triturat.zeit(sec)
DISPERSALLOY	1:1	660:660	30
LUMICON	1:1	660:660	30
STANDALLOY F	1:1,1	600:660	30

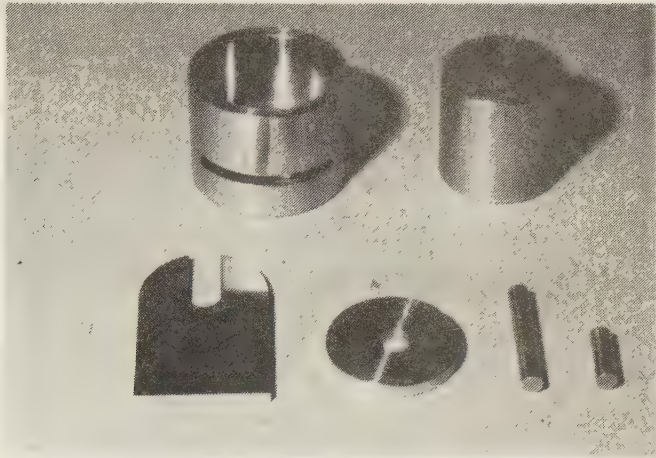
Es wurden jeweils drei Prüfkörper von jedem Amalgam und von jeder Kapselform hergestellt.

Die ADA Spezifikation Nr.1 verlangt zur Creepmessung nur 2 Prüfkörper.

Alle 36 angemischten Amalgame befanden sich in einem plastischen, gut stopfbaren Zustand.

Das Stopfen der Testkörper erfolgt in einer genormten Form(2).

Abb.6

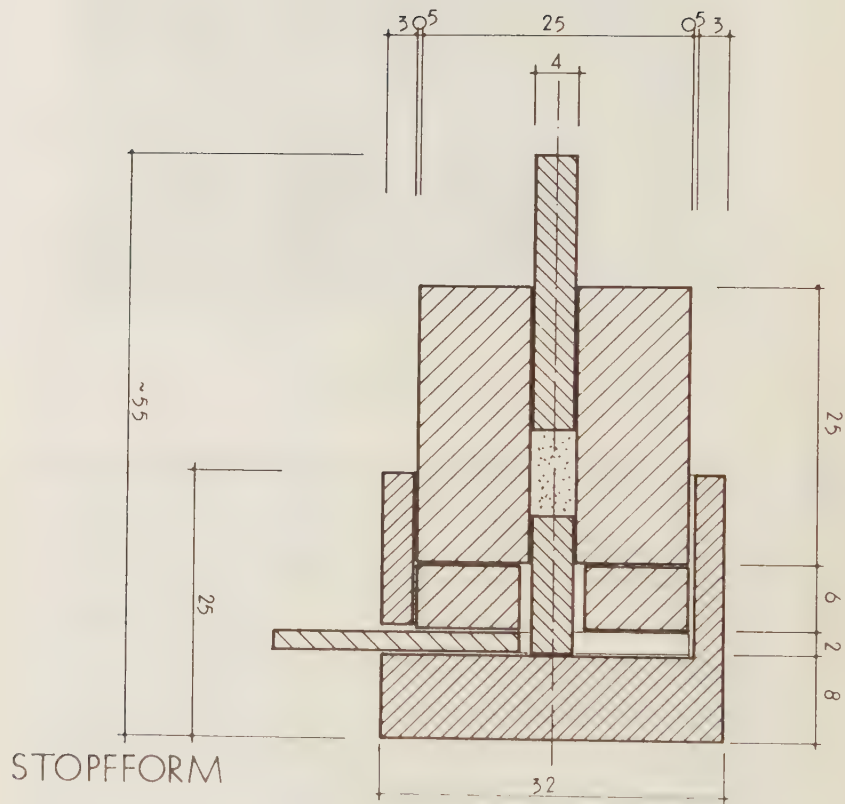


Stopfform

Nachfolgendes Schema erklärt den Ablauf des Stopfvorganges:

- | | |
|---|--------|
| - Ende der Trituration | 00sec |
| - Einbringen des Amalgams in die Form
und Belastung mit 14 N/mm^2 | 30sec |
| - Entlastung und Entfernung des Platzhalters | 45sec |
| - Erneute Belastung | 50sec |
| - Entlastung | 90sec |
| - Wegbürsten des abgepreßten Hg und
Ausdrücken des Probekörpers | 120sec |
| - Einbringen des Probekörpers in den
Wärmeschränk ($37 \pm 1^\circ\text{C}$) | |

Abb. 7



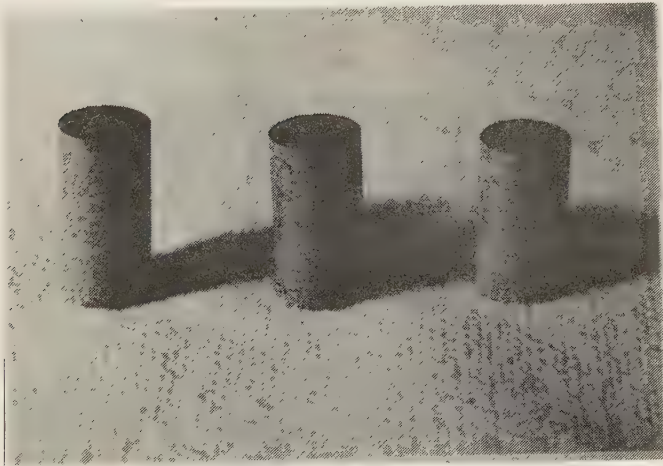
Schnitt durch die Stopfform

Die so von den verschiedenen Amalgamen hergestellten Prüfkörper (8x4mm) wurden sofort einzeln und verschlossen in den Wärmeschrank gegeben.

Die Lagerungszeit betrug drei Tage.

Wie Arbeiten von H. Plümer(29) und M. Vrijhoef(35) gezeigt haben, sind bereits nach 24 Stunden Lagerungszeit vergleichbare Ergebnisse für die Creepmessung zu erhalten.

Abb.8



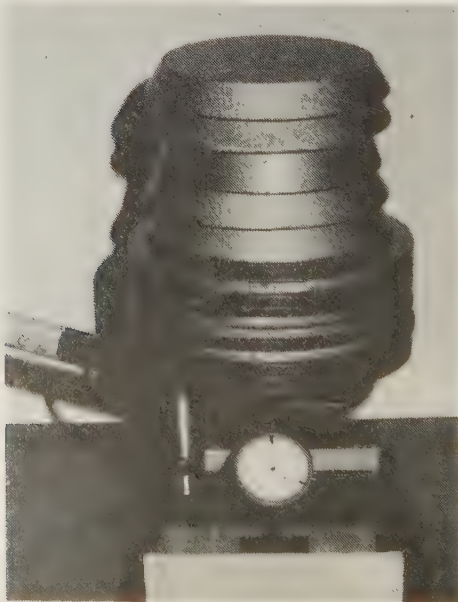
Prüfkörper der Legierungen DISPERSALLOY, LUMICON, STANDALLOY F

4.3. Meßapparatur

Zur Creep-Messung diente ein verändertes Belastungs-
gerät der Firma Siemens Reiniger Werke in Erlangen
(Abb. 9 u. 10).

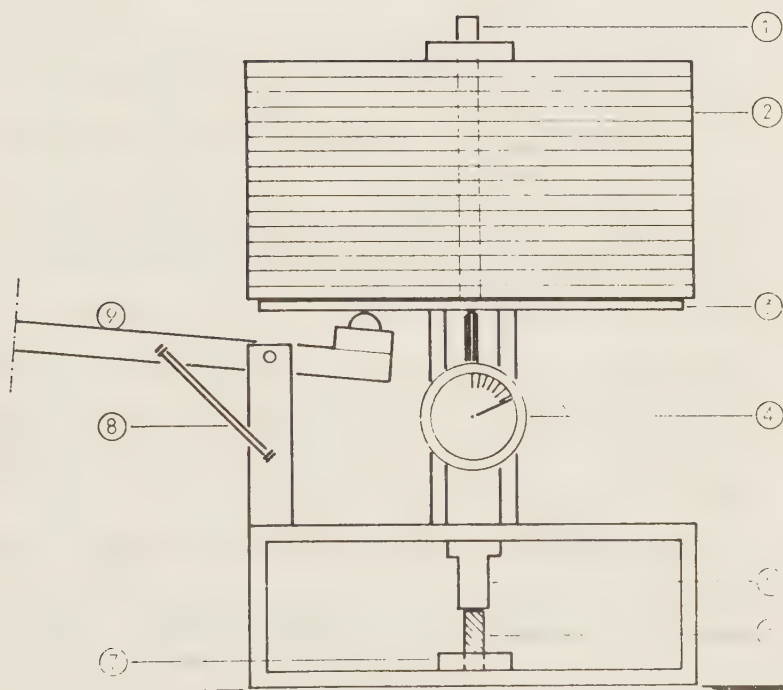
In diesem Gerät wurden die Prüfkörper dem vorgeschriebenen
Druck von 36 MN/m^2 (entspricht für die Prüfkörper $452,16 \text{ N}$)
ausgesetzt und die dadurch entstehende Stauchung auf der
gekoppelten Meßuhr in den bestimmten Zeitintervallen
abgelesen.

Abb. 9



Creep-Meßgerät

Abb. 10



CREEP - MESSGERÄT

1. Stempelachse
2. Bleiplatten
3. Stempelplatte
4. Meßuhr
5. Stempel

6. Versuchskörper
7. Bodenplatte
8. Feststellstift
9. Hebel

4.4. Messung des statischen Creeps

Die Creep-Messungen erfolgten bei einer Raumtemperatur von $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ (29,30).

Zur Messung der Ausgangslänge der Prüfkörper diente eine Mikrometerschraube (N 377590) der Firma Mauser.

Der Durchschnitt aus drei Messungen ergab die Originallänge.

Danach wurde der Prüfkörper unter den Stempel der Meßapparatur platziert, wo er frei in einem Führungsloch stand. Die Belastung von 452,16 N wurde langsam auf den Prüfkörper übertragen und die Meßuhr auf Null justiert. Nach einer Stunde und nach vier Stunden konnte die Längenänderung auf der Meßuhr abgelesen werden (1 Teilstrich = 0,001 mm). Nach vier Stunden war der Versuch beendet.

Die Berechnung des Creeps erfolgte nach folgender Formel (2):

$$\text{Creep \%} = \frac{\text{Länge nach 1h} - \text{Länge nach 4h}}{\text{Originallänge}} \times 100$$

Der experimentell ermittelte Creep wurde auf 0,01% aufgerundet.

4.5. Statistische Aussagen

Da nur ein sehr geringes Zahlenmaterial vorlag (3 Werte), ist eine Prüfung auf Normalverteilung der Testwerte bzw. statistische Tests zur Sicherung der Aussage schwer möglich.

Die Testschärfe wäre sehr gering und der Entscheidungsbereich zu breit. Deswegen habe ich für je drei Meßdaten die Standardabweichung s ermittelt und diese graphisch mit den Mittelwerten dargestellt. Die Standardabweichung gilt als Maß, wie stark die Einzelwerte von ihrem Mittelwert abweichen.

Ebenso ist es nicht möglich, die verschiedenen Mittelwerte, wie es z.B. der t-Test verlangt, miteinander zu vergleichen, da durch die verschiedenen Kapselformen die Voraussetzungen für den Vergleich nicht gegeben sind.

5. Meßergebnisse

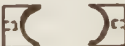
5.1. Ablauf der Versuchsreihen

Von den drei verschiedenen Alloys DISPERSALLOY, LUMICON und STANDALLOY F wurden jeweils drei Prüfkörper in jeder der vier Kapselformen hergestellt.

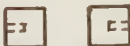
Insgesamt entstanden 36 Prüfkörper.

Die Bezeichnung der Kapselformen erfolgte mit A, B, C, D.

Kapsel A : Originalkapsel

Kapsel B : 

Kapsel C : 

Kapsel D : 

In jeder Kapsel wurden hintereinander neun Prüfkörper von den drei Alloys hergestellt.

Die Creep-Werte der Prüfkörper, welche in der Originalkapsel trituriert wurden, gelten als Maßstab.

Zwischen Herstellung und Prüfung wurden die Prüfkörper für drei Tage bei $37 \pm 1^\circ\text{C}$ aufbewahrt.

Alle Einzelwerte der Creep-Messungen sind in Tabelle I-IV zusammengefaßt.

Tabelle V zeigt eine Zusammenstellung der mittleren Creep-Werte.

Die Abbildungen 11 bis 14 zeigen die Verkürzung der Testkörper nach 1h und nach 4h Belastung.

Abb.15 zeigt die mittleren Creep-Werte und ihre Standardabweichung.

Tab.I : DISPERSALLOY , LUMICON , STANDALLOY F in Kapsel A (Originalkapsel)

Proben-Nr.	Alloy	Originallänge mm	Länge nach 1 h	Länge nach 4 h	Creep %	mittlerer Creep %	Standart- abweichung s
1	DISPERS- ALLOY	8,305	8,289	8,275	0,169	0,187	0,042
2		8,334	8,324	8,311	0,156		
3		8,060	8,040	8,021	0,235		
4	LUMICON	8,066	8,041	8,018	0,285	0,255	0,031
5		8,172	8,149	8,128	0,257		
6		8,035	8,008	7,990	0,255		
7	STAND- ALLOY F	7,501	7,473	7,429	0,586	0,550	0,032
8		7,600	7,571	7,531	0,526		
9		7,601	7,567	7,529	0,539		

Tab. II : DISPERSALLOY, LUMICON, STANDALLOY F in Kapsel B

Proben-Nr.	Alloy	Originallänge mm	Länge nach 1 h	Länge nach 4 h	Creep %	mittlerer Creep %	Standard- abweichung s
10	DISPERS- ALLOY	8,201	8,179	8,169	0,122	0,135	0,014
11		8,109	8,093	8,082	0,135		
12		8,012	7,988	7,976	0,149		
13	LUMICON	7,808	7,773	7,738	0,448	0,410	0,040
14		7,877	7,847	7,818	0,368		
15		7,957	7,926	7,893	0,414		
16	STAND- ALLOY F	7,463	7,391	7,316	1,00	1,04	0,040
17		7,600	7,535	7,456	1,04		
18		7,520	7,447	7,366	1,08		

Tab. III : DISPERSALLOY, LUMICON, STANDALLOY F in Kapsel C

Proben-Nr.	Alloy	Originallänge mm	Länge nach 1 h	Länge nach 4 h	Creep %	mittlerer Creep %	Standard- abweichung s
19	DISPERS- ALLOY	8,123	8,108	8,092	0,197	0,169	0,031
20		8,105	8,086	8,075	0,136		
21		8,050	8,035	8,029	0,174		
22	LUMICON	7,627	7,601	7,562	0,511	0,466	0,043
23		7,520	7,492	7,460	0,425		
24		7,775	7,738	7,702	0,463		
25	STAND- ALLOY	7,842	7,771	7,702	0,879	1,25	0,32
26		7,372	7,314	7,205	1,478		
27		7,461	7,405	7,301	1,394		

Tab. IV : DISPERSALLOY, LUNICON, STANDALLOY F in Kapsel D

Proben-Nr.	Alloy	Originallänge mm	Länge nach 1 h	Länge nach 4 h	Creep %	mittlerer Creep %	Standard- abweichung s
20	DISPERS- ALLOY	6,202	8,177	8,164	0,158	0,136	0,024
29		7,831	7,810	7,799	0,140		
30		8,123	8,102	8,093	0,110		
31	LUNICON	7,789	7,757	7,727	0,385	0,375	0,020
32		7,668	7,625	7,598	0,352		
33		7,720	7,680	7,650	0,388		
34	STAND- ALLOY	7,232	7,187	7,097	1,244	1,122	0,127
35		7,775	7,711	7,634	0,99		
36		7,320	7,266	7,183	1,133		

Tab. V : Mittlere Creep-Werte aller Prüfkörper(%)

ALLOY	Original- kapsel A	Kapseleinsatz B	Kapseleinsatz C	Kapseleinsatz D
DISPERS- ALLOY	0,19	0,14	0,17	0,14
LUMICON	0,26	0,41	0,47	0,38
STAND- ALLOY	0,55	1,04	1,25	1,11

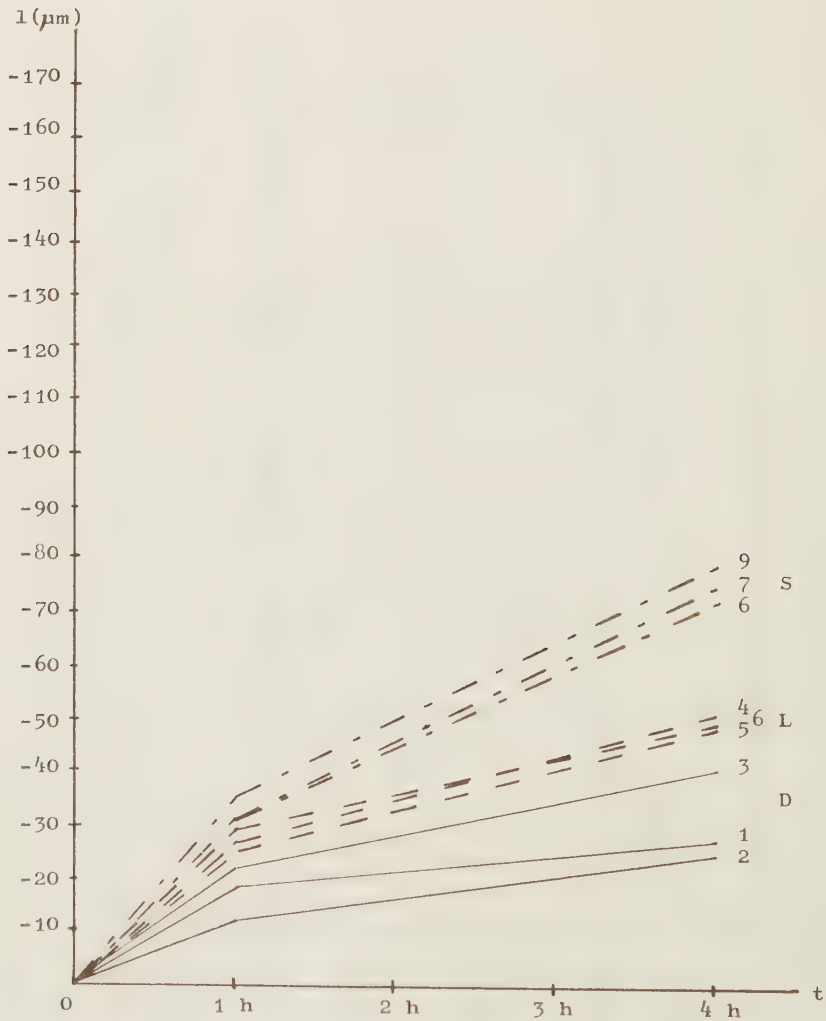


Abb. 11 : Verkürzung der Testkörper nach Belastung
(Kapsel A)

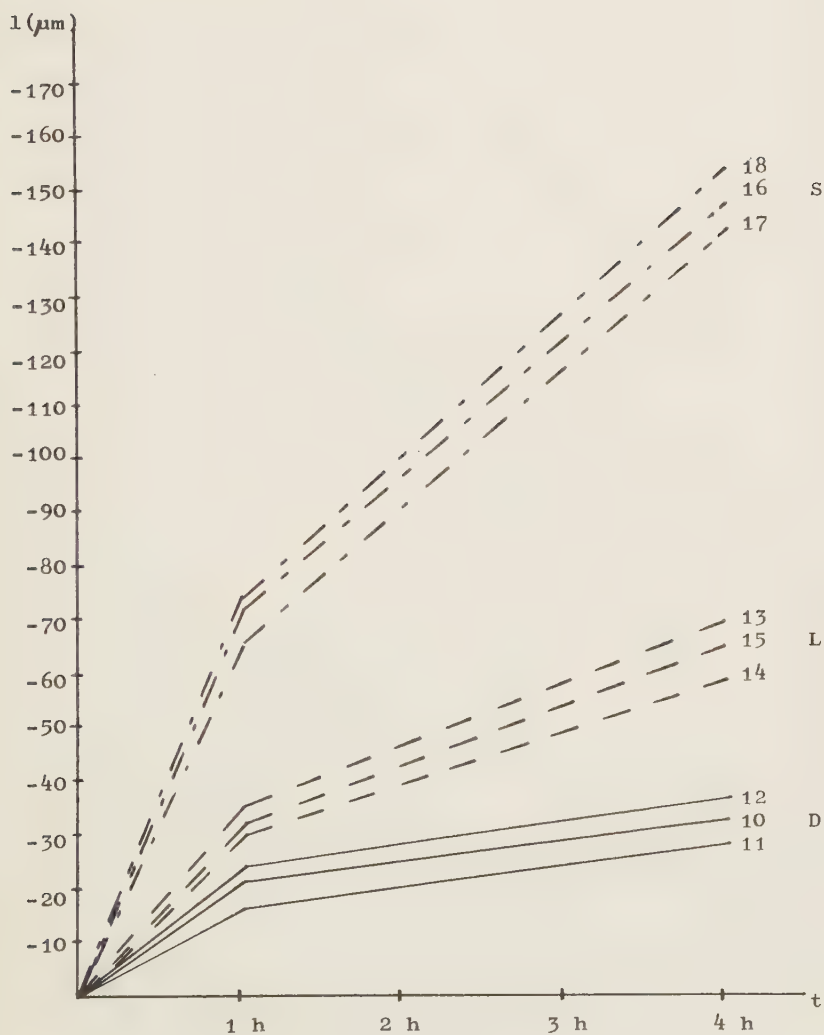


Abb. 12 : Verkürzung der Testkörper nach Belastung
(Kapsel B)

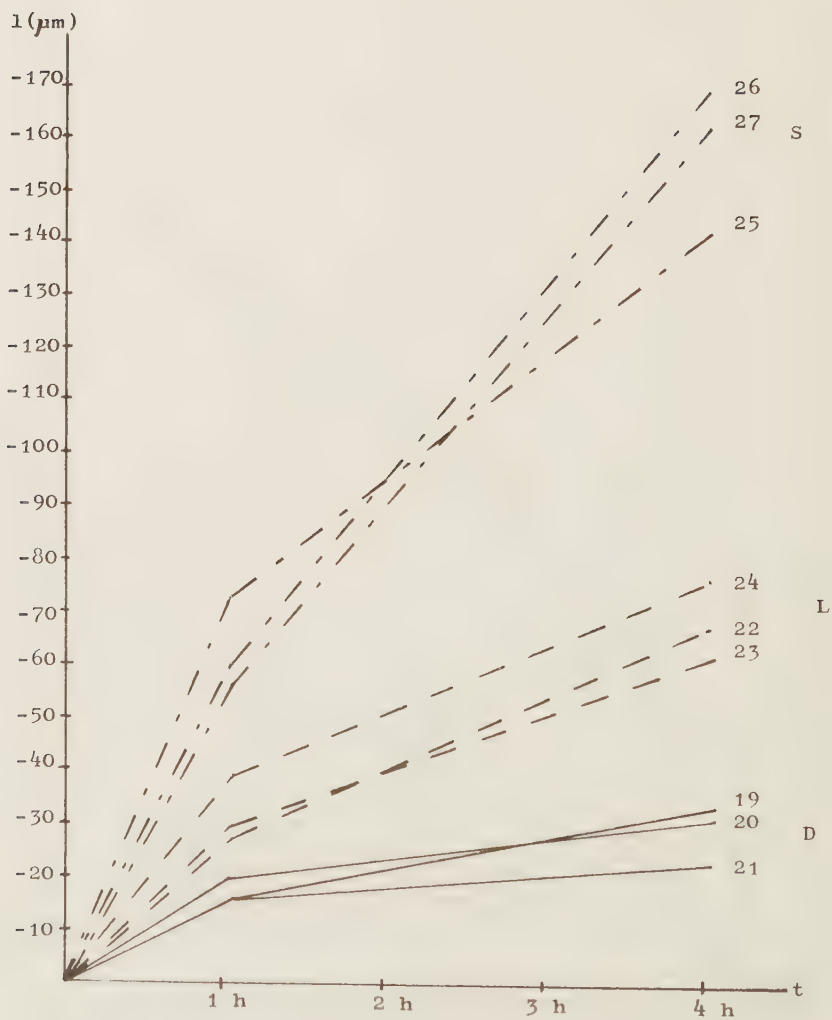


Abb. 13 : Verkürzung der Testkörper nach Belastung
(Kapsel C)

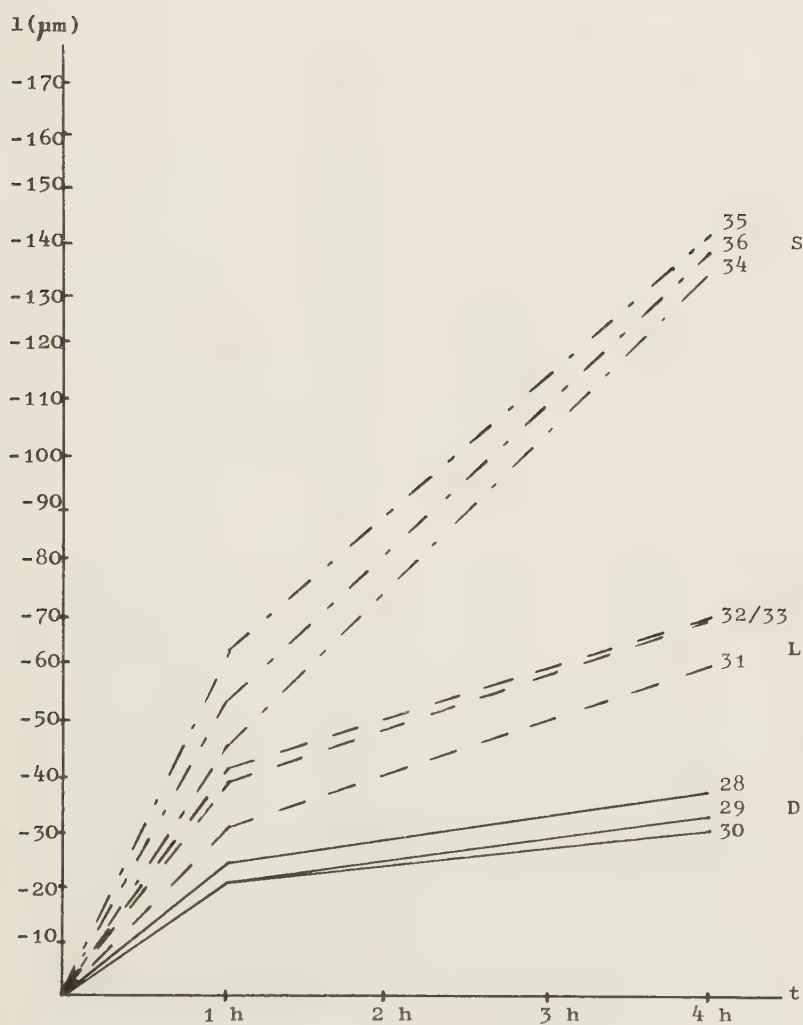


Abb. 14 : Verkürzung der Testkörper nach Belastung
(Kapsel D)

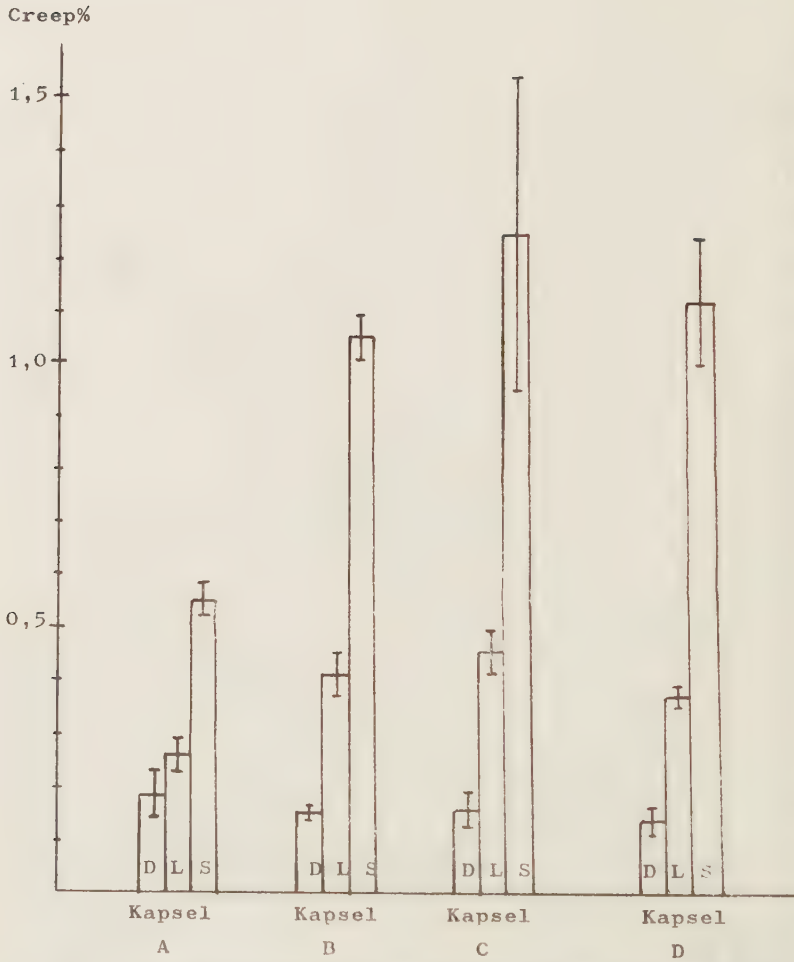


Abb. 15 : Mittlere Creep-Werte von DISPERSALLOY, LUMICON, STANDALLOY F und ihre Standardabweichung in den Kapseln A, B, C und D.

5.2. Erklärung der Tabellen und Abbildungen

Zu Tab. V :

DISPERSALLOY zeigt in allen vier Kapselformen einen sehr geringen, fast gleichgroßen Creep von weniger als 0,2%. LUMICON hat einen ebenfalls als günstig anzusehenden Creep unter 0,5%, jedoch sind alle Creep-Werte in den Kapseln B, C und D jeweils höher als in der Originalkapsel des Dentomaten.

STANDALLOY F zeigt in allen Versuchen den größten Creep, der zwischen 0,5% und 1,2% schwankt. Eine Vergrößerung des Creep-Wertes um das Doppelte wurde in den drei Kapseln B, C und D gemessen.

Zu Abb. 11 - 14 :

Die graphischen Darstellungen zeigen zur Verdeutlichung der Creep-Berechnung nach der Formel:

$$\text{Creep\%} = \frac{l \text{ nach } 1h - l \text{ nach } 4h}{l_0} \times 100$$

die Verkürzungen der Prüfkörper in μm pro abzulesendes Zeitintervall (1h und 4h).

Die Originallänge l_0 wird zum Zeitpunkt $t = 0$ auf der Abszisse im Nullpunkt abgetragen.

Je größer der Zähler in der Formel wird, d.h. je weiter l_1 und l_4 auseinanderliegen, umso größer wird der Creep-Wert.

Wenn man den Zeitraum von 0 - 4 Stunden in zwei Intervalle 0 - 1 Stunde und 1 - 4 Stunden teilt, zeigt sich, daß der Anstieg in der ersten Stunde bei allen drei Amalgamen am steilsten ist, was die größte Verformung aller Prüfkörper in der ersten Stunde bedeutet.

Im zweiten Zeitintervall von 1 - 4 Stunden erkennt man für DISPERSALLOY eine geringe Steigung, die fast parallel zur Abszisse verläuft. Dies bedeutet einen geringen Creep-Wert (kleine Differenz $l_1 - l_4$).

LUMICON zeigt im zweiten Intervall mittlere Steigung und somit einen mittleren Creep-Wert.

STANDALLOY F hat im zweiten Intervall die größte Steigung bei allen vier Kapselformen und somit jeweils den größten Creep-Wert.

Zu Abb. 15 :

In dieser Graphik lassen sich die mittleren Creep-Werte aller Einzelergebnisse und deren Standardabweichung s für alle vier Kapselformen darstellen.

DISPERSALLOY zeigt in jeder Prüfung den geringsten Creep, während LUMICON mittlere Werte und STANDALLOY F die größten Creep-Werte zu verzeichnen hat.

6. Diskussion

Die Angabe des Creep-Wertes wird heute immer mehr als Maßstab für die Qualität und die klinische Eignung eines Amalgams benutzt. Dies zeigt sich in den verschiedenen Spezifikationen für Dentalamalgame, in denen die Flow-Messung durch die Creep-Messung ersetzt wurde. Ebenso ist der geforderte Mindest-Creep-Wert in der ADA Spezifikation Nr. 1 von 5% (1974) auf 3% (1979) erniedrigt worden.

Bei den von mir untersuchten Amalgamen DISPERSALLOY , LUMICON und STANDALLOY F liegen die Creep-Werte in jedem Prüfpunkt weit unter der geforderten Grenze. Dies liegt wahrscheinlich an der Prüftemperatur von $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$, die einmal aus apparativen Gründen gewählt wurde und um die Versuche unter gleichen Bedingungen wie H.Plümer (29) und D.Plümer (30) durchzuführen, damit ein Vergleich mit beiden Arbeiten möglich war. In ihren Untersuchungen wurden für DISPERSALLOY ähnlich niedrige Creep-Werte von 0,1-0,2% ermittelt (29,30).

Die Abhängigkeit der Creep-Werte von der Prüftemperatur ist bekannt.

Insgesamt lassen sich an den untersuchten Amalgamen folgende Aussagen machen:

Die innere Geometrie einer Anmischkapsel kann einen erheblichen Einfluß auf das Creepverhalten zahnärztlicher Amalgame haben.

Bis auf geringfügige Verbesserungen der Creep-Werte für DISPERSALLOY, hat die im Inneren veränderte Kapsel nur negative Auswirkungen auf den Creep der anderen Fabrikate. Für LUMICON ergaben sich etwa 50% und für STANDALLOY F ca. 100% höhere Creep-Werte.

DISPERSALLOY bestätigt durch seine relativ konstanten und niedrigen Creep-Werte andere Creep-Messungen verschiedener Autoren (10, 13, 25, 28,) und kann im Hinblick auf die klinische Verwendbarkeit, wenn man nach Mahler (24) davon ausgeht, daß bei geringem Creep weniger Kantenbrüche zu erwarten sind, als sehr gut beurteilt werden.

LUMICON zeigt ebenfalls gute Creep-Werte und liegt weit vor STANDALLOY F, das doppelt bis 3fach größere Creep-Werte zeigt.

Dies bedeutet, obwohl die Originalkapsel des Dentomaten als einfache Konstruktion schon seit Jahren unverändert benutzt wird, daß sie durch keine der untersuchten Kapselformen zu ersetzen ist und ihren Zweck zur Trituration von Amalgamen am Dentomaten erfüllt.

Zudem muß auch davon ausgegangen werden, daß in den zahnärztlichen Praxen verschiedene Alloys zum Einsatz kommen und die Originalkapsel die konstantesten und günstigsten Creep-Werte erwarten läßt.

In der Literatur liegen die Creep-Werte für DISPERSALLOY bei 0,5% (9,25,28).

Über LUMICON gibt es nur wenige Angaben, wobei die Werte zwischen 0,3 - 2,5% schwanken (31).

STANDALLOY F zeigt von vielen getesteten Amalgamen in der Literatur die schlechtesten Werte, die um 4% liegen (9,31).

Somit ergaben meine vergleichenden Untersuchungen der Creep-Werte nur eine Übereinstimmung in der jeweiligen Größenordnung, jedoch nicht in den Einzelwerten.

Es ist bekannt, daß noch viele andere Faktoren den Creep beeinflussen und der Vergleich mit anderen Veröffentlichungen nicht direkt möglich ist.

Es gelangen unterschiedlichste Mischgeräte (Baker, Duomat, Silamat, Wig -L- Bug, NonzinComat 1 u.a.) zur Anwendung, welche ebenfalls einen erheblichen Einfluß auf den Creep haben (31).

Für die Versuche werden nicht vordosierte und vordosierte Kapselamalgame mit oder ohne 'pestle' benutzt.

Osborne (27) und Spanauf (33) weisen ebenfalls auf beeinflussende Faktoren, wie Stopfdruck, Stopftechnik und Triturationszeit hin.

Terkla (34) fand in klinischen Tests, daß sogar die Kavitätenpräparation einen Einfluß auf den Creep hat.

Nach Abschluß meiner Arbeit wurden noch Untersuchungen von Darvell (8) bekannt, welcher über den Wirkungsgrad der mechanischen Trituration von Amalgamen sehr detaillierte Versuche durchgeführt hat.

In Abhängigkeit von der Kapsellänge, verschiedenen Amalgamatoren, Alloys und "pestles" bestimmte er als Prüfkriterium nicht die optimale Triturationszeit, sondern die " success time ", die Zeitspanne von Beginn der Trituration an, in der ein einzelnes, zusammenhängendes "pellet" aus Amalgam entsteht. Dieser Zeitpunkt t_s ist leicht unter verschiedenen Bedingungen reproduzierbar.

Die optimale Kapsellänge (Bestimmung des größten Wirkungsgrades) fand er bei einem Verhältnis Kapsellänge / Schwingungsamplitude ($\frac{1}{a}$) für Werte von 0,5 - 1,3 und nicht wie in früheren Untersuchungen angegeben bei einem Verhältnis von $\frac{\pi}{2}$.

Durch fototechnische Untersuchungen war es ihm möglich, die Bewegungsbahn des zu mischenden Materials aufzeichnen. Die Flugbahn war abhängig von der inneren Geometrie der Kapsel (Durchmesser, Länge, Kapselendenform) und der Frequenz und Amplitude des Amalgamators. Energie - und Temperaturmessungen im Inneren der Kapsel ergänzten seine Versuche.

Danach fordert Darvell für Amalgamatoren die Angabe der " power number ", als Produkt von Frequenz (Hz) x Amplitude (m) mit der Dimension mW / g , um die auf dem Markt befindlichen Geräte zu vergleichen.

Daraus läßt sich erkennen, daß trotz ständiger Verbesserungen der Spezifikationen für Dentalamalgame noch immer keine exakte Reproduzierbarkeit der Prüfbedingungen, Trituration und verwendeten Anmischgeräte möglich ist.

Es genügt nicht, nur die mechanische Trituration zu verlangen, sondern es müssen dazu noch viele andere Daten vorliegen, damit der Versuch unter gleichen Bedingungen nachvollziehbar wird.

Nur wenn verschiedene Ergebnisse vom selben Autor zu vergleichen sind, kann man davon ausgehen, daß unter konstanten Verhältnissen die Prüfungen durchgeführt wurden. Ein Vergleich mit anderen Autoren ist jedoch z. Zt. nur in der Tendenz der Aussage möglich.

In Zukunft werden noch genauere Spezifikationen erstellt werden müssen, z.B. mit Angaben von Namen, Modell, Amplitude und Frequenz des Amalgamators, komplette Beschreibung der Kapsel und des "pestle", " power number ", Verhältnis $\frac{1}{a}$ und die Größe der " success time ", um die o.g. genannten Faktoren als Fehlerquellen bei der Messung auszuschließen.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei herkömmliche Legierungen (LUMICON, STANDALLOY F) aus Ag - Sn Feilung und ein gamma-2 freies Alloy (DISPERSALLOY) aus Ag - Sn Feilung mit Zusatz von Ag - Cu Eutektikum geprüft. Die Originalkapsel des Dentomaten wurde durch eine Schraubkapsel mit auswechselbaren Endstücken zur Änderung der inneren Geometrie ersetzt.

Die Trituration erfolgte nach Angabe des Herstellers. Nach dreitägiger Lagerung bei $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ wurde der Creep gemessen.

Die Prüftemperatur lag bei $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$, um Vergleiche mit früheren Angaben zu ermöglichen (29, 30).

Ergebnisse:

Das Creepverhalten ist abhängig von der inneren Geometrie der Anmischkapsel.

Die ermittelten Creep-Werte schwanken zwischen 0,14 - 1,25%.

Eine Verringerung des Creep-Wertes, abgesehen von geringen Ausnahmen bei DISPERSALLOY, ist mit keiner veränderten Kapselform möglich. Es treten dagegen vergrößerte Werte bei den konventionellen Feilungsamalgamen LUMICON (50%) und STANDALLOY F (100%) auf.

DISPERSALLOY, als einzige geprüfte gamma-2 freie Legierung, bestätigt die angegebenen geringen Creep-Werte im Vergleich zu konventionellen Feilungsamalgamen.

LUMICON als herkömmliches Amalgam zeigt relativ konstante und gute Creep-Werte.

STANDALLOY F hat in allen Tests jeweils mit Abstand das schlechteste Creepverhalten und deckt sich in diesem Punkt mit anderen Untersuchungen.

8. Literaturverzeichnis

1. ADA:

"Spezifikation Nr.1

Draft International Standard R 1559

Alloy for Dental Amalgam"

1974

2. ADA:

"Spezifikation Nr.1 "

Februar 1977

3. ADA:

"Spezifikation Nr.1 "

April 1979

4. ADA:

"List of Certified Dental Materials and
Devices "

Revised to Jan. 1. 1977

IADA 94, 135 1977

5. BINON, P. et al:

"Clinical behaviour of amalgam as related
to certain mechanical properties "

J.Dent. Res. 52, 190, 1973

6. BLACK, G.V.:

"The physical properties of the Silver-tin-amalgams "

Dent. Cosmos 38, 965 1896

7. CDA :

"Council for Dental Materials and Devices
Status Report :

High Copper Amalgams "

Journ. Canad. ASSN No.9 1977

8. DARVELL B.W. :

"Efficiency of mechanical trituration of Amalgam
Part I, II, III "

Australian Dental Journal 1979

9. DERMANN, K. :

"Abbindeexpansion, Flow, Creep, Härteanstieg
und Druckfestigkeit von Silberamalgamen mit
hohem Kupfergehalt "

Dtsch. Zahnärztl. Z.33 1978

10. DERMANN, K. :

"Entwicklungstendenzen bei Dentalamalgamen "

Dtsch Zahnärztl. Z.34 1979

11. DIN :

"Deutsche - Industrie- Norm 13904

Dentalwerkstoffe:

Legierungen zum Herstellen von Amalgam "

Vorschlag Juli 1979

12. DREYER, JORGENSEN, K.:

"Amalgame in der Zahnheilkunde "

Carl Hauser Verlag München 1977

13. DUPERON, D.F.; NEVILLE, M.D.; KASLOFF, Z.:

"Clinical evaluation of corrosion resistance

of contentional alloy,

spherical particle alloy and dispersion - phase -

alloy "

J. Prost. Dent.25, 605 - 656 1971

14. FDI :

"Spezifikation für Legierungen zur Herstellung

von Amalgam "

FDI - Spezifikation Nr.1

Zahnärztl. Mitteilungen 1 1967

15. INNES, D.B.K and YOUDELIS, W.V. :

" Dispersion strengthened Amalgams "

J. Canad. Dent. Assoc. 29 1963

16. ISO :

International Organisation for Standardisation

"Alloy for dental amalgam "

ISO R 1559 1978

17. JETZER, O.E. :

"Untersuchungen über die Anwendung vordosierter
mechanisch mischbarer zahnärztlicher Materialien
in der täglichen Praxis "

Med. Diss. Düsseldorf 1978

18. JETZER, O.E. :

"Kapselamalgame im Kostenvergleich "

Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88 Nr.8 1978

19. JORGENSEN, K.D. :

"The Mechanism of Marginal Fracture of Amalgam
Fillings "

Acta Odontol. Scand. 23, 347 1965

20. MAHLER, D.B. et al :

"Marginal Fracture Versus Mechanical Properties
of Amalgam "

J. Dent. Res. 49, 1452 1970

21. MAHLER, D.B. et al :

"Relationship of creep to marginal fracture
of Amalgam "

J. Dent. Res. 54, 1 1975

22. MAHLER, D.B. :

"Microprobe analysis of a dispersant amalgam "

IADR No. 14 1971

23. MAHLER, D.B. and VAN EYDEN :

"Dynamic Creep of Dental Amalgam "

J. Dent. Res. 49, 501 -508 1969

24. MAHLER, D.B. et al :

"Marginal Fracture of Amalgam Restorations "

J. Dent. Res. 52, 823 -827 1973

25. MANOHAR, L; KAMAL ASGAR :

"Physical properties of dental silver - tin -
amalgams with high and low copper contents "

IADA Vol. 96, 444 1978

26. OSBORNE, J.W. :

"Influence of Certain Manipulative variables
on the Static Creep of Amalgam "

J. Dent. Res. Nr. 6 1977

27. OSBORNE, J.W. and others :

"Static creep as effected by trituration
time and condensation pressure "

J.Dent. Res. 53, 30 1974

28. OSBORNE, J. W. et al :

"Static Creep of certain commercial amalgam
alloys "

IAD Vol. 89 1974

29. PLÜMER, H. :

"Das Creepverhalten von Amalgamen in Abhängigkeit
von der Lagerungszeit "

Med. Diss. Düsseldorf 1977

30. PLÜMER, D. :

Das Creepverhalten von Amalgamen nach unter-
schiedlichen Temperaturbelastungen "

Med. Diss. Düsseldorf 1977

31. REHBERG, H. J. :

"Trituration and Creep "

Dentalabt. Bayer AG Leverkusen 1979

32. SAUERWEIN, E. :

"Zahnerhaltungskunde "

3. Auflage

Georg Thieme Verlag 1976

33. SPANAUF, B.D.S. and others :

"The influence of some manipulative factors
on creep "

Austr. Dent. Journal, Vol. 22, 3 1977

34. TERKLA, L.G. et.al :

"Analysis of Amalgam Cavity Design "

J. Prosth. Dent. 29, 204 - 209 1973

35. VRIJHOEF, M.M.A. :

"Annealing Time at 37⁰C versus Creep of
Dental Amalgam "

IADR 1978

36. WITZEL, A. :

"Das Füllen der Zähne mit Amalgam "

Berlinische Verlagsanstalt

Berlin 1899

Für die Überlassung des Themas sowie für Rat und helfende Anregungen bei der Abfassung der Arbeit bin ich Herrn Prof. H. J. Rehberg zu großem Dank verpflichtet.

Mein Dank gilt auch der Dentalabteilung der Bayer AG Leverkusen für die Herstellung der Prüfkapsel.

Lebenslauf

Am 18.3.1952 wurde ich, Stefan Erdmann, in Soemmerda/Thüringen geboren.

1958 erfolgte meine Einschulung in die Grundschule in Erfurt.

Nach 8 Jahren wechselte ich dort auf die erweiterte Goethe - Oberschule über und begann gleichzeitig meine Facharbeiterausbildung als Feinmechaniker für elektronische Bauelemente im VEB - Funkwerk.

Im Dezember 1968 übersiedelte ich in die BRD, wo ich ab Januar 1969 das Gymnasium Schwertstraße in Solingen besuchte.

Ein weiterer Schulwechsel erfolgte 1971 in die Landrat - Lucas Schule in Opladen.

Am 15.5.1973 legte ich dort meine Reifeprüfung ab.

Im Wintersemester 1973 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität Düsseldorf.

Am 18.5.1979 bestand ich das zahnärztliche Staatsexamen.

Nach 6 monatiger Assistentenzeit in der Praxis meiner Mutter wurde ich im Dezember 1979 zum Wehrdienst eingezogen, der im Februar 1981 endet.

